

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **08-000610**

(43)Date of publication of application : **09.01.1996**

(51)Int.Cl.

A61B 6/14

A61B 6/00

(21)Application number : **06-164806**

(71)Applicant : **MORITA MFG CO LTD**

(22)Date of filing : **24.06.1994**

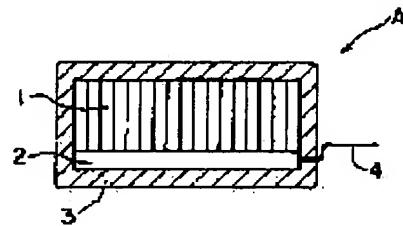
(72)Inventor : **KAWASHIMA MASANARI
MAKINO TAKAO**

(54) MEDICAL X-RAY IMAGE DETECTING DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a medical X-ray image detecting device in which the miniaturization and the thinning of the device have been achieved and also the durability to the X-rays of a solid imaging element has been enhanced by integrating both the scintillator part for converting the wavelength of an X-ray image into that of a visible ray image and a light-introducing part for transmitting the image information of visible rays obtained by the scintillator part to a solid image element, into one constituting element (optical fiber group).

CONSTITUTION: This detecting device for detecting medical X-ray images is constituted both by an optical fiber group 1 consisting of optical fibers that are transparent to the visible rays which have been prepared by fusibly integrating fluorescent substances for converting the wavelength of the X-rays into that of the visible rays with X-ray absorbing substances for absorbing X-rays, and by a solid imaging element 2 connected to the optical fiber group 1.



(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-610

(43)公開日 平成8年(1996)1月9日

(51)Int.Cl.⁶
A 61 B 6/14
6/00

識別記号 300
7517-2J
7517-2J

F I

技術表示箇所

A 61 B 6/ 00

303 F

審査請求 未請求 請求項の数 7 FD (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平6-164806

(22)出願日 平成6年(1994)6月24日

(71)出願人 000138185

株式会社モリタ製作所
京都府京都市伏見区東浜南町680番地

(72)発明者 川嶋 貞生

京都市伏見区東浜南町680 株式会社モリ
タ製作所内

(72)発明者 牧野 高雄

京都市伏見区東浜南町680 株式会社モリ
タ製作所内

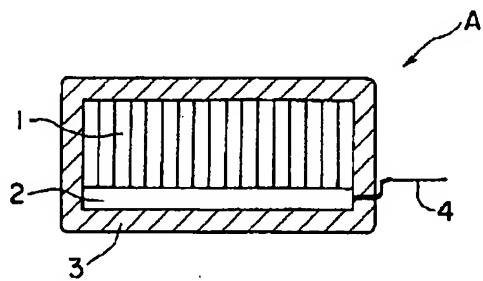
(74)代理人 弁理士 水野 喜夫

(54)【発明の名称】 医療用X線画像検出装置

(57)【要約】

【目的】 X線画像を可視光画像にして波長変換するシンチレータ部と前記シンチレータ部で得られた可視光の画像情報を回体撮像素子へ伝送する導光部を1つの構成要素(光ファイバ一群)に統合化し、装置の小型化、薄型化、及び固体撮像素子のX線に対する耐久性を向上させた医療用X線画像検出装置を提供する。

【構成】 医療用X線画像の検出装置において、前記装置が、(1) X線を可視光に波長変換する蛍光体物質とX線を吸収するX線吸収物質を溶融一体化して調製した前記可視光に対して透明な光ファイバーから成る光ファイバ一群、及び、(2) 前記光ファイバ一群に接続する固体撮像素子、とから構成されることを特徴とする医療用X線画像検出装置。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 医療用X線画像の検出装置において、前記装置が、

(1) X線を可視光に波長変換する蛍光体物質とX線を吸収するX線吸収物質を溶解一体化して調製した前記可視光に対して透明な光ファイバーから成る光ファイバー群、及び、

(2) 前記光ファイバー群に接続する固体撮像素子、とから構成されることを特徴とする医療用X線画像検出装置。

【請求項2】 光ファイバー群が、等外径ファイバーで構成されたものである請求項1に記載の医療用X線画像検出装置。

【請求項3】 光ファイバー群が、無機系または有機系の充実型ファイバーで構成されたものである請求項1に記載の医療用X線画像検出装置。

【請求項4】 光ファイバー群を構成するファイバーが、無機ガラス系ファイバーであり、

(i) 酸化イットリウム、酸化ガドリニウム、酸化ルテシウム、酸化イッタルビウムから選ばれた蛍光体物質、及び(ii) 酸化鉛、酸化バリウム、酸化セリウムから選ばれたX線吸収物質、を溶融一体化しているものである請求項1に記載の医療用X線画像検出装置。

【請求項5】 光ファイバー群を構成するファイバーが、有機ガラス系ファイバーであり、

(i) 硫化亜鉛系蛍光体物質、及び、

(ii) 有機酸鉛系X線吸収物質、を溶融一体化しているものである請求項1に記載の医療用X線画像検出装置。

【請求項6】 固体撮像素子が、CCDであり、かつ光ファイバー群の断面積と略同一の断面積を有するもので構成されたものである請求項1に記載の医療用X線画像検出装置。

【請求項7】 前置増巾回路が、CCDを構成する基板の裏面に配設されたものである請求項6に記載の医療用X線画像検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、医療用のX線画像検出装置、例えば歯牙撮影用に口腔内に装入されて使用される歯科用X線画像検出装置に関する。更に詳しくは、本発明は、X線画像を可視光画像に変換するシンチレータ部と、前記シンチレータ部で得られた可視光の画像情報を固体撮像素子へ伝送する導光部とを、一つの構成要素に統合化することにより、装置の小型化、薄型化とX線に対する耐久性を向上させた医療用X線画像検出装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 この種の医療用X線画像検出装置、例えば歯科用X線画像検出装置においては、古典的なX線感光フィルムを使用したものからシンチレータとCCD素

子などの固体撮像素子を用いるとともにモニターディスプレー上に診断対象物の歯牙画像を表示する新しいシステムへ転換している。前記した新しいシステムでの歯科治療は、次のようにして行なわれるものである。診断部位の歯牙部を透過したX線を口腔内歯牙の背後に装入された小型のX線画像検出素子（センサ）に入射させる。前記素子（センサ）においては、まずシンチレータ部でX線画像（X線が診断部位を透過するとき、その組成のX線吸収度に対応したX線画像情報が得られるが、以下、これをX線画像という。）を波長変換して可視光画像（前記X線画像を可視光の波長領域に波長変換して可視光画像情報が得られるが、以下これを可視光画像という。）とし、該可視光画像を光ファイバー（光学纖維）を介してCCD素子などの固体撮像素子の撮像面に投影する。次いで前記固体撮像素子から入手される電気信号情報をデジタル信号に変換するとともに画像処理技術を適用しながらモニターディスプレー上に診断部位の歯牙画像を再生し、歯科治療を行なうものである。

【0003】 この種のX線画像検出装置の構造としては、図4～図5に示されるものがある。図示されるように、従来のX線画像検出装置は、

- ・X線を可視光に波長変換するシンチレータ部（1'）、
- ・前記シンチレータ部で発光した光を固体撮像素子部へ伝送する光ファイバーから成る導光部（2'）、及び
- ・前記導光部（2'）から受光し、可視光画像のベースとなる電気信号情報を入取するCCDなどの固体撮像素子部（3'）、

という三つの構成要素から構成されるものである。

【0004】 前記図4に示されるセンサは、導光部を構成する光ファイバーとして、漸次、縮径したもの（円錐状光ファイバー）を使用している（特開昭58-21580号、特公平4-25012号）。なお、前記図4に示される構成要素の配置・配設関係のもとで、CCD上でモアレ効果の小さい画像情報を入手されるとされている。また、前記図5は、各光ファイバーとしてコア部に放射線遮蔽用ガラスを使用したものを使用し、かつ光透過軸を所定の角度変位させることにより、X線をコア部に導き、ここでシンチレータ部で波長変位されなかったX線を吸収させないようにしたものである（特開昭63-311193号）。

【0005】 しかしながら、前記した従来のシンチレータ部（1'）、導光部（2'）、及びCCD固体撮像素子（3'）と各要素に機能を分担させたセンサにおいては、次のような欠点がある。

・前記図4に示されるセンサにおいては、例えばシンチレータ部（1'）でX線画像から変換された可視光画像の画像情報を導光部（2'）を介してCCD固体撮像素子（3'）へ伝送するとき、導光部（2'）の円錐形状が不均一のため（これは製造上、避けることが出来ない

ものである）、画像に歪みが生じる。

・特に図4の形式のものにおいては、シンチレータ部（1'）で可視光に波長変換されなかったX線がCCD固体撮像素子（3'）に入射するため、CCD素子のX線損傷が大きく耐性を大きく損ねる。また、図5のものにおいても、X線は、コア部で一部が吸収されるもののコア部とクラッド部を透過するため、X線損傷に対する耐久性は十分なものとはいえない。

・図4～図5に示される三つの構成要素による機能分化型のセンサにおいては、それぞれの機能部（構成要素）の接合部において光の散乱、吸収が発生しやすく、画質が劣化する。更に、各構成要素においては、製造上の制約などによりその大きさや厚みに限界があり、口腔内で使用するという応用面との関連から極力、小型化、薄型化したいという強いニーズに答えることが出来ない。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、前記した従来技術の医療用X線画像検出装置の問題点を解消しようとするものである。本発明者らは、前記した従来技術の欠点を解消すべく鋭意検討した結果、従来のシンチレータ部、（可視光画像情報を伝送する）導光部、（可視光画像のベースとなる電気信号情報を入手する）CCDなどの固体撮像素子部、という三機能分離型に代えて、シンチレータ部と導光部を一体化した場合、前記一体化によりセンサ全体の厚みを薄型化できるなど多くの優れた効果を得ることが出来ることを見い出した。本発明は前記知見をベースに完成されたものであり、本発明により耐久性（耐X線損傷性）や画質特性に優れ、かつ薄型化が図られた歯科用X線画像検出装置が提供される。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明を概説すれば、本発明は、(1) X線を可視光に波長変換する蛍光体物質とX線を吸収するX線吸収物質を溶融一体化して調製した前記可視光に対して透明な光ファイバーから成る光ファイバー群、及び、(2) 前記光ファイバー群に接続する固体撮像素子、とから構成されることを特徴とする医療用X線画像検出装置に関するものである。

【0008】以下、本発明の技術的構成及び実施態様を図面を参照して詳しく説明する。なお、本発明は図示のものに限定されないことはいうまでもないことである。

【0009】本発明の医療用X線画像検出装置（センサ）（A）は、図1に示されるものである。図示されるように、本発明のセンサ（A）は、主たる構成要素として

・X線を可視光に変換する蛍光体物質とX線吸収物質を光ファイバー調製時にファイバー成分と共に一体的に溶解し、これらの二つの機能（可視光への波長変換機能とX線吸収機能）を有するとともに可視光の伝送効率に優れた（別言すれば可視光に対して透明な）光ファイバー群（1）、及び、

・前記光ファイバー群（1）に接続するCCDなどの固体撮像素子（2）、

からなるものである。なお、図1において、（3）はセンサの機密保持などの目的でセンサの外周部に配設された外装部材、（4）は前記固体撮像素子（2）で発生される可視光画像のベースとなる画像信号（電気信号）を取出すための電気信号引出線（リード）線である。

【0010】図1に示される本発明の医療用X線画像検出装置（センサ）と前記図4～図5で示した従来のものとの間にみられる大きな相違点は、光ファイバー群（1）に導光機能のほかにシンチレータ機能とCCDや人体に対するX線照射量を低減化するためにX線吸収機能を付与し、従来の機能分化を統合化している点である。

前記した点の意義は大きく、光ファイバー群に諸機能を集約させることにより、ファイバー長としてより短いものが使用できるためセンサの小型化、薄型化が図られる。例えば前記機能の統合化により、従来製品の12mmから6mm以下に薄型化することが出来る。

【0011】本発明において、画質の劣化を極力、押えるために光ファイバーとして等外径（同一径）を用いることが好ましい。即ち、光ファイバー群（1）の断面積と略等しい断面積を有するCCDなどの固体撮像素子（2）を組み合わせることにより、画像の歪みがなく画質劣化が小さい画像を固体撮像素子（2）に接続されたモニターディスプレーなどで再生させることが出来る。前記光ファイバー群（1）は、当業界において公知の無機系または有機系の充実型ファイバーで構成される。あるいは中空型ファイバーで構成してもよい。

【0012】本発明において、前記光ファイバー群（1）に溶融一体化されるX線を可視光に変換する蛍光体物質及びX線吸収物質としては、当業界において公知のものを使用することができる。前記した蛍光体物質としては、

・CaWO₄、ZnWO₄、CdWO₄、Bi₂Ge₃O₁₂、
・NaI:Tl、CsI:Na、CdS:A1、
・CdS:Cu、CdS:Ag、CdS:A1、CdWO₄:Pb、
・ZnS:Ag、ZnS:A1、ZnCdB:Ag、
40 ・Eu、Pr、Tbの少なくとも1種で活性化したY₂O₃、La₂O₃、Gd₂O₃、Lu₂O₃、LaOBr、BaFCl、BaFBr、
などがある。また、前記したX線吸収物質としては、酸化鉛、酸化バリウム、酸化ランタン、酸化セリウムなど、ガラスの主成分であるケイ素よりも高原子番号元素の化合物があげられる。

【0013】例えば、光ファイバー群（1）を構成するファイバーが無機系ガラスである場合、その製造上の観点（成分の溶融処理など）から、蛍光体物質として酸化50 イットリウム、酸化ガドリニウム、酸化ランタン、酸化

ルテチウム、酸化イッテルビウムなどが、またX線吸収物質として酸化鉛、酸化バリウム、酸化セリウムなどのケイ素よりも高原子番号元素の化合物が使用される。なお、酸化セリウムなどはX線吸収能のほかにX線による機能部材の着色に対しても優れた防止能を有する。前記蛍光体物質は一般に30重量%まで、また前記X線吸収物質としての酸化鉛及び／又は酸化バリウムは5～40重量%、酸化セリウムは1～2重量%、配合される。一方、光ファイバ一群(1)を構成するファイバーが有機系ガラスである場合、例えば前記蛍光体物質としてZnS系の蛍光体物質が20重量%まで、またX線吸収物質の前駆体としてメタクリル酸鉛などの有機酸鉛が5～40重量%、配合される。

【0014】本発明において、いうまでもないことであるが、前記光ファイバ一群(1)は無機系ガラスまたは有機系ガラスで構成されるものである。例えば、無機系光ファイバーは、PbO、Y₂O₃を所定量になるよう添加し、溶融一体化したロッドをコア材とし、次いでコア材より屈折率の小さな石英系ガラスの管の中に入れ、加熱延伸してファイバー化したものである。また、有機系ファイバーは、メタクリル酸エチル系樹脂などを使用して調製されたものである。より具体的には、メタクリル酸鉛やアクリル酸鉛、ZnS微粉末などを所定量溶解して重合させ、重合生成物を溶融線引きしてファイバー化したものである。本発明において、前記光ファイバーの構造は特に制約を受けない。例えば、充実型のもの、即ち光の屈折率の大きいコア部と、前記コア部より屈折率の小さいクラッド材で構成されるクラッド型ファイバーが使用される。

【0015】本発明の光ファイバ一群を構成する各ファイバーは、前記したように可視光の伝送機能はもとより、シンチレータ機能とX線吸収機能を有するものである。即ち、各光ファイバー内において、入射X線はシンチレータ機能を発現させるための蛍光体物質と相互作用し、蛍光(可視光)を発生する。そして、各光ファイバーは前記可視光を減衰させることなく固体撮像素子へ伝送するが、その際、固体撮像素子のX線損傷を防止するために入射X線のうち蛍光体物質と相互作用を行なわない不要のX線をX線吸収物質で吸収するものである。そして、本発明においては、前記可視光を減衰させることなく固体撮像素子へ伝送するという要求と、前記不要のX線を効率よく吸収するという要求を両立させるために、X線吸収物質を光ファイバーの構成成分と一体化溶融し、光に対して透明な状態のものにしている(別言すれば高い光伝送効率の維持を図っている)点に大きな特徴点を有する。

【0016】CCDなどの固体撮像素子から取り出された信号は、前置増幅回路を経てケーブルにより外部へ引き出され、信号処理がなされる。この種の前置増幅回路は、一般にガラスエポキシ基板上に組立てられ、CCD

と接続する方式が採用されているが、この方式は検出装置の厚みを厚くしたり、あるいは検出装置の断面積を大きくしたりする欠点を有するものである。本発明において、前記した前置増幅回路は、CCDを構成するセラミック基板の裏面に印刷回路技術を適用することにより製作してもよく、これにより検出装置の厚みの増大及び断面積の増大を防ぐことが出来る。

【0017】図1に示される本発明の医療用(特に歯科用)X線画像検出装置(センサ)において、外装部材10(3)は、以下の観点を考慮し、モールド成形などにより構成されるものである。

- ・口腔内において使用されることから、口の中に容易に出し入れ出来るようにし、かつ取扱い時の衝撃、屈曲に対して十分な機械的強度を有することが必要である。
- ・口腔内での使用及び水中での洗浄、消毒などの観点から、抗菌性や防水性や機密性に優れていることが必要である。
- ・CCDなどの固体撮像素子に対する電気絶縁性や電磁波遮蔽性を確保することが好ましい。

20【0018】前記外装部材(3)は、前記した観点から、例えば抗菌性の観点からAg、Cu、Zn等の金属イオンを付与したゼオライトやリン酸塩の粉体を消毒用アルコールの払拭に耐えるフッ素樹脂、シリコーン樹脂、ポリエーテルイミド、ポリカーボネートなどに混合したものを成形することにより構成される。また、外部光の通過による画質劣化を防止するために外装部材(3)を黒色化したり、更には前記電磁波遮蔽性を向上させるために外装部材(3)の内側にAlやCuの薄膜を貼り付けるかまたはこれら金属の蒸着膜を形成することは有効である。後者の手段により外部からの電磁ノイズを確実に低減することが出来る。

【0019】図2は、図1に示される前記本発明の医療用X線画像検出装置(センサ)において、光ファイバ一群(1)と固体撮像素子(2)の配設構造の第一実施態様を示すものである。図示されるように、光ファイバ一群(1)は、等外径(同一外径)光ファイバー(無機系ガラス)を多数本、束ねたもので構成される。図示される態様において、固体撮像素子(2)の表面積は、等外径光ファイバーを用いた光ファイバ一群(1)の断面積と略等しいため、画像情報(X線画像がシンチレータ機能物質である蛍光体物質により波長変換された可視光画像の画像情報)に歪みがなく、画質の優れた画像がモニターディスプレーなどで再生される。

【0020】図3は、本発明の医療用X線画像検出装置(センサ)において、光ファイバ一群(1)と固体撮像素子(2)の配設構造の第二実施態様を示すものである。図示されるように、光ファイバ一群(1)は、等断面柱状に分割された多数の網目状柱状体(有機系ガラス)からなり、かつX線の入射方向に対して所望の角度(θ)に傾斜して配置される。いうまでもないことであ

るが、各柱状体（光ファイバー）は蛍光体物質とX線吸収物質が溶融一体化されているものである。

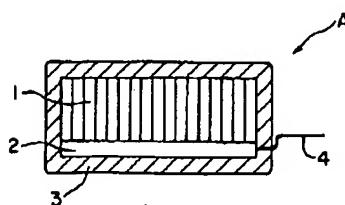
【0021】前記光ファイバ一群（1）をX線の入射方向に対して所望の角度（θ）に傾斜させて配置するの は、X線をほぼ完全に吸収するためである。前記した所望の角度（θ）としては、入射X線が光ファイバーを2～4本横切り、その間のX線吸収物質でほとんどが吸収されるものと考えられるので、15～25度の角度を採用すればよい。いうまでもないことであるが、固体撮像素子、例えばCCD素子は数KeVの波長変換されなかつたX線によりX線損傷を起こすこと、更には前記エネルギー以下の軟X線（これは、X線が歯牙などの被写体中を透過する際に散乱されて発生する低エネルギーの散乱X線である。）に感応しCCD素子で撮像した画像の画質を劣化させることからみて、固体撮像素子に入射しようとするX線をほぼ完全に吸収することは重要なことである。従って、光ファイバ一群（1）を所望の角度（θ）に傾斜させない場合、即ち光ファイバ一群（1）をX線の入射方向と同じ方向に配列させた場合、波長変換されなかつたX線や軟X線は光ファイバー内を直進し、前記欠点を発生させることになる。

【0022】本発明の医療用X線画像検出装置（センサ）は、局所的な歯牙のX線画像を検出するように構成してもよいが、これに限定されない。このほか、例えば、歯科用パノラマX線画像の撮影用センサとして構成してもよい。この場合、歯科用パノラマX線用フィルム（約150mm×300mm）の前面側にあけられる撮影用スリット開口部（約8mm×150mm）の大きさ程度に装置全体を細長い形状のものにする必要があることはいうまでもないことである。

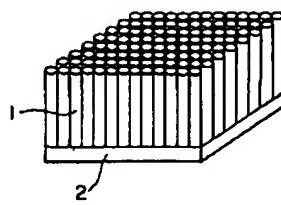
【0023】

【発明の効果】本発明の医療用X線画像検出装置（センサ）は、従来のシンチレータ機能部、導光部（光伝送部）、及びCCDなどの固体撮像素子部という三機能分離型を光ファイバ一群と固体撮像素子部にという二つの構成部材に統合化し、機器の小型化、薄型化、高性能化を図ったものである。本発明の医療用X線画像検出装置は、以下に示すような優れた効果を発揮するものである。

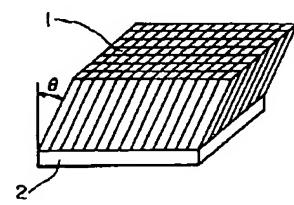
【図1】



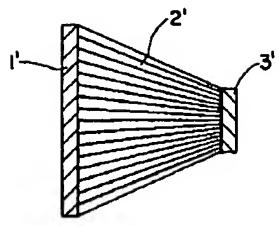
【図2】



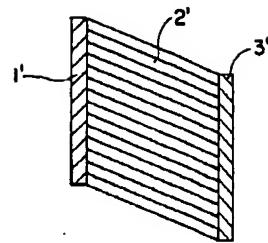
【図3】



【図4】



【図5】



JP2000241841

Publication Title:

WAVELENGTH CONVERTING DEVICE

Abstract:

Abstract of JP2000241841

PROBLEM TO BE SOLVED: To output a converted light of the same wavelength as a signal light. **SOLUTION:** Pumping light 16 and a signal light 18 are multiplexed by a WDM coupler 10 and entered into a waveguide 24 of a wavelength conversion element 12. Then, difference-frequency is generated by a pseudo phase matching, and the converted light 20 is outgone together with the pumping light and the signal light from the wavelength conversion element. The converted light is polarized in the direction of TM-polarization orthogonal to the polarization direction of the signal light when the polarization direction of the pumping light is matched with TE-polarization direction. A polarizer 22 is adjusted so that the light ray matched with the TM-polarization direction among light rays outgoing from the wavelength conversion element can be transmitted when the polarization direction of the signal light is matched with TE-polarization direction. Thus the converted light is selectively transmitted.

Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

Courtesy of <http://v3.espacenet.com>